

Method for measuring the degree of nasality

Patent Number: US4519399

Publication date: 1985-05-28

Inventor(s): HORI KIYOHARU (JP)

Applicant(s): RION CO (JP)

Requested Patent: DE3345067

Application Number: US19830557536 19831202

Priority Number(s): JP19820218210 19821213

IPC Classification: A61B5/00

EC Classification: A61B5/087

Equivalents: FR2537429, JP59107399

Abstract

A method of measuring the degree of nasality in human voice sounds by independently isolating and measuring without leakage the exhaled air flow rate through the nose and the exhaled air flow rate through the mouth of a person resulting from the utterance of a sound and determining the ratio of the two air flow rates.

Data supplied from the **esp@cenet** database - I2

BEST AVAILABLE COPY

⑯ BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES

PATENTAMT

Offenlegungsschrift

⑯ DE 3345067 A1

⑯ Int. Cl. 3:

A61B 5/08

G 10 L 1/00

DE 3345067 A1

⑯ Unionspriorität: ⑯ ⑯ ⑯

13.12.82 JP P218210-82

⑯ Anmelder:

Rion K.K., Kokubunji, Tokyo, JP

⑯ Vertreter:

Eitle, W., Dipl.-Ing.; Hoffmann, K., Dipl.-Ing.
Dr.rer.nat.; Lehn, W., Dipl.-Ing.; Füchsle, K.,
Dipl.-Ing.; Hansen, B., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.;
Brauns, H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Görg, K.,
Dipl.-Ing.; Kohlmann, K., Dipl.-Ing., Pat.-Anw.; Nette,
A., Rechtsanw., 8000 München

⑯ Erfinder:

Hori, Kiyoharu, Hino, Tokyo, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ Verfahren zum Messen des Nasalgrades in der Stimme

Eine Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades im Klang
der menschlichen Stimme erfaßt getrennt voneinander und
ohne Leckverluste die bei der Lautbildung aus Nase und
Mund jeweils ausgestoßenen Luftströmungsmengen und
bestimmt deren Verhältnis.

ORIGINAL INSPECTED

P 33 45 067.6
RION KABUSHIKI KAISHA

39 573 w/gt
2. März 1984

NACHBEREICHT

P A T E N T A N S P R Ü C H E :

1. Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades im Klang der menschlichen Stimme, gekennzeichnet durch Mittel, um den bei der Lautbildung von der Person durch die Nase ausgeatmeten Luftstrom und den durch den Mund ausgeatmeten Luftstrom voneinander getrennt und ohne Leckverlust zu messen, und Mittel, mit denen der Nasalgrad durch Vergleich der Luftströmungsmengen bestimmt wird.
5
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine abdichtend auf das Gesicht der Person aufsetzbare gemeinsame Maske (40), die ohne Leckverluste die Luft von Nase und Mund aufnimmt und eine den Nasenluftstrom vom Mundluftstrom trennende Trennwand (43) enthält, so daß die Luftströme zu voneinander getrennten Sensoren geleitet werden, die den Luftströmungsmengen entsprechende Ausgangssignale abgeben.
10
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch zwei voneinander getrennte Masken (22, 23) für Nase und Mund, die dicht schließend auf das Gesicht der Person aufsetzbar sind und ohne Leckverluste die ausgeatmeten Luftströme auffangen, wobei jede Maske einen Sensor (24a, 25a) zum Erzeugen voneinander unabhängiger Ausgangssignale enthält, welche die ausgeatmeten Luftströmungsmengen darstellen.
15
- 20
- 25

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch Mittel zum Dividieren eines der durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmenge entsprechenden Wertes durch einen der durch die Nase ausgeatmeten Luftströmungsmenge entsprechenden Wert.
5
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch Mittel zum Dividieren eines der durch die Nase ausgeatmeten Luftströmungsmenge entsprechenden Wertes durch einen der durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmenge entsprechenden Wert.
10
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch Mittel zum Dividieren eines der durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmenge entsprechenden Wertes durch einen der Summe der durch Mund und Nase ausgeatmeten Luftströmungsmengen entsprechenden Wert.
15
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch Mittel zum Dividieren eines der durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmenge entsprechenden Wertes durch einen der durch Summe der durch Mund und Nase ausgeatmeten Luftströmungsmengen entsprechenden Wert.
20
- 25

1 P 33 45 067.6
RION KABUSHIKI KAISHA39 573 w/gt
2. März 1984

NACHGEREICHT

5

Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades in der Stimme

10 Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades im Klang der menschlichen Stimme. Das Messen des Nasalgrades ist auf dem Gebiet der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, der Zahnheilkunde und der Kiefer-Gesichts-Chirurgie wichtig. Z.B. enthält der Klang einer Person, die eine Gaumenspalte hat, erheblich mehr nasale Laute als einer Person mit normalem Gaumen. Wenn der Nasalgrad klar in Ziffern angegeben werden kann, dann kann der Grad der Gaumenspalte objektiv bewertet werden.

20 Es wurde bereits ein Nasalindikator vorgeschlagen, mit dem der Nasalgrad numerisch angezeigt werden kann. Dieser bekannte Nasalindikator soll in Verbindung mit Fig. 1 beschrieben werden. Ein Schwingungsdetektor 1 wird dazu in einer bestimmten Position am Gesicht angeordnet, um die Schwingungen aufzunehmen, die beim Sprechen durch die Nasenhöhle hindurchgehen. Gleichzeitig wird ein Mikrofon 2 mit einem bestimmten Abstand vor den Lippen angeordnet, um die durch das Sprechen hervorgebrachten Klangwellen zu erfassen. Die Ausgangssignale des Detektors und des Mikrofons werden dann nach folgender Beziehung (1) zueinander in Vergleich gesetzt, um den Nasalgrad herauszufinden:

25

30

$$\text{Nasalgrad} = \frac{\text{Ausgangsspannung des Schwingungsdetektors}}{\text{Ausgangsspannung des Mikrofons}} \quad (1)$$

35 Wie die Fig. 1 zeigt, werden die jeweiligen Ausgangssignale des Detektors 1 und des Mikrofons 2 über Verstärker

1

3, 4 verstkt, durch eine Detektor/Gleichrichterschaltung 5, 6 gegeben und einer Vergleichsschaltung 7 zugefrt, die das Verhältnis V/S von zwei Ausgangsspannungen feststellt (mit V ist der Ausgangspegel des Schwingungsdetektors 1, mit S der Ausgangspegel des Mikrofons 2 bezeichnet), und das Ausgangssignal der V/S-Schaltung 7 wird auf einem Instrument 8 zum Ablesen angezeigt.

10

Fig. 2 ist eine Schnittdarstellung eines menschlichen Kopfes, in der die Wege erkennbar sind, über die die Töne der Stimme gehen. Der Schwingungsdetektor oder Vibrationsdetektor 1 ist seitlich im oberen Bereich der Nase befestigt, was mit Hilfe eines doppelseitig klebenden Bandes o. dgl. geschehen kann. Die vom Vibrationsdetektor 1 aufgenommenen Signale bestehen aus einem Signal b, das die Wände eines Stimmtrakts in Schwingungen versetzt, wenn der Stimmtrauf durch diesen Stimmtrakt hindurchgeht und die Wände durch Resonanz in der Nasenhle beeinflußt, sowie aus Signalen a und c, die durch Resonanz in der Nasenhle nicht beeinflußt werden. Das Signal a wird wärend des Klanges zum Vibrationsdetektor 1 über die Mundhle, das Signal b zum Vibrationsdetektor 1 über die Nasenrachenhle und das Signal c zum Vibrationsdetektor 1 über andere Bahnen übertragen. Die beiden Pfeile in der Figur deuten die Stimmwege an.

25

Der Nasalgrad ist folgendermaßen festgelegt:

30

$$V/S = (V_1 + V_2)/S$$

35

worin V_1 einen Signalpegel bedeutet, der durch Resonanz im Nasenraum beeinflußt ist, und V_2 einen Signalpegel bedeutet, der nicht durch die Resonanz im Nasenraum beeinflußt ist. V_2 ist folglich bedeutend kleiner als V_1 , so daß der Nasalgrad näherungsweise durch V_1/S gegeben ist,

d.h. nahezu proportional zu den nasalen Komponenten. Hat aber eine Person eine leichte oder mittlere Gaumenspalte, dann gewinnt der Signalpegel V_2 an Bedeutung. Der Nasalgrad ist dann nicht mehr unbedingt proportional zu den Nasalkomponenten. Somit wird bei der herkömmlichen Bestimmungsart der Nasalgrad nicht mehr in jedem Fall exakt bestimmt, d.h., die Werte sind nicht mehr klar und exakt unterscheidbar für eine Person mit gesundem Gaumen im Vergleich zu einer Person mit leichter Gaumenspalte.

10

Mit der herkömmlichen Vorrichtung ist es außerdem schwierig, unter Verwendung des Vibrationsdetektors nur die pneumatische Vibration festzustellen, die durch den Nasenraum hindurchgegangen ist. Der Vibrationsdetektor erfaßt die pneumatische Vibration, die durch den Stimmtrakt hindurchgeht, eher als die vom Nasenraum über das Gewebe, das den Vibrationsdetektor umgibt. Es ist deshalb schwierig, nur Nasaltöne oder -geräusche zu eliminieren, so daß die Ergebnisse nicht exakt sind.

15

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades im Klang der menschlichen Stimme zu schaffen, die es ermöglicht, den Nasalgrad in Form numerischer Angaben genau zu bestimmen, indem während der Lautbildung der durch die Nasenhöhle ausgeatmete Luftstromanteil gemessen und mit dem über die Mundhöhle ausgeatmeten Luftstromanteil verglichen wird.

Diese Aufgabe wird mit den im Anspruch 1 angegebenen Merkmalen gelöst. Zweckmäßige Weiterbildungen bzw. Ausführungsformen der Erfindung gehen aus den Unteransprüchen hervor.

Wie Fig. 3 zeigt, wird der Stimmklang dadurch hervorgerufen, daß die aus den Lungen ausgeatmete und an den Stimmbändern 11 vorbeistreichende Luft zunimmt und abnimmt, wodurch der Stimmklang entsteht. Unter den Stimmklängen befinden sich Laute, die von den Lippen 13 abgegeben werden und dadurch den Tönen der Mundhöhle 12 zuzurechnen sind, wie /t/, /k/, /p/, /s/, /sch/ u. dgl. Bei den nasalen Lauten, wie /n/, /m/ u. dgl., ist das Gaumenzäpfchen 14 offen, und die Phoneme werden als Töne über

7
6.
die Nasenhöhle 15 abgegeben. In diesem Fall gelangt ein Teil der nasalen Phoneme durch die Mundhöhle 12 und wird als Ton abgegeben.

5 Stimmlose Geräusche werden durch den Atemstoß erzeugt, wenn der Atem durch Verengungen hindurchtritt wie an den Lippen, und durch Artikulationsstellungen der Zunge. Plosivlaute wie z.B. /t/ u. dgl. werden durch vollständiges Schließen der Lippen 13 und des Gaumenzäpfchens 14 erzeugt, um den Druck der aus der Lunge ausströmenden Luft zu erhöhen, wonach dann plötzlich die Lippen geöffnet werden. Die Lauterzeugung während der Lautbildung hängt somit vom Strömungsvorgang der ausgeatmeten Luft ab. Die Erfindung ist auf dieser Tatsache aufgebaut und beachtet 15 die Wege, durch die die ausgeatmete Luft strömt. Genauer gesagt wird mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung ein Vergleich der Atemluftströmungsraten angestellt, um damit den Nasalgrad numerisch zu bestimmen.

20 Die Erfindung ist im folgenden an Ausführungsbeispielen und anhand der Zeichnungen näher erläutert. In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild eines herkömmlichen Nasalgradindikators;

25 Fig. 2 eine Schnittdarstellung durch einen Teil des menschlichen Kopfes mit Angabe des Anbringungs-ortes eines Mikrofons und eines Vibrationsdetektors für das herkömmliche Indikatorssystem nach Fig. 1;

30 Fig. 3 einen Schnitt durch den Mund- und Nasenbereich eines Kopfes mit Darstellung der Luftströmungswege;

35 Fig. 4 ein Blockschaltbild eines Ausführungsbeispiels einer elektronischen Schaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung.

1

Fig. 5 ein sich in Verbindung mit dem Ausführungsbeispiel der Fig. 4 ergebendes Zeitdiagramm;

5

Fig. 6 das Blockschaltbild einer anderen elektronischen Schaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung;

10 Fig. 7 das Blockschaltbild einer Schaltung, in der Heißdraht-Luftströmungsmesser verwendet werden;

15 Fig. 8 ein Diagramm, das die Beziehung zwischen der Atemluftströmungsrate und dem Ausgangssignal in der Schaltung nach Fig. 7 wiedergibt;

20 Fig. 9A, 9B und 9C perspektivische Ansicht, Rückseite bzw. Seitenprofil einer kombinierten Nasen- und Mundmaske, die bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendet wird.

Fig. 4 zeigt, daß zur Messung mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung vor das Gesicht 21 eine Nasenmaske 22 über die Nase und eine Lippenmaske 23 über den Mund gesetzt wird, so daß die bei einer Lautbildung ausgeatmeten Luftströme unabhängig voneinander und ohne seitliche Verluste aufgefangen werden. Die Masken 22, 23 sind beispielsweise aus Gummi hergestellt und im wesentlichen konisch geformt. Sie sind mit Luftströmungsmessern 24, 25 ausgestattet, mit denen die bei der Lautbildung hervorgebrachten Luftströmungsmengen, die in diese Masken 22, 23 abgegeben werden, gemessen werden. Die in die Nasenmaske 22 aus der Nasenhöhle einströmende Luft wird vom Strömungsmesser 24, die in die Mundmaske 23 aus der Mundhöhle einströmende Luft vom Strömungsmesser 25 gemessen.

Die elektrischen Spannungsausgangssignale der Luftströ-

1

5 mungsmesser 24 und 25 geben die Strömungsmengen wieder; die Ausgangssignale werden den Eingängen einer Addierschaltung 26 zugeführt. Die Addierschaltung 26 und die übrigen Schaltungsteile des elektronischen Systems können durch Operationsverstärker gebildet sein, wie sie z.B. im Buch Burr-Brown Operational Amplifiers, McGraw-Hill Book Company, 1971, beschrieben sind. Die Ausgangsgröße der Additionsschaltung wird einer Detektor/Gleichrichterschaltung 27 zugeleitet, von der sie in eine Ausgangsspannung umgesetzt wird, die in einer logarithmischen Funktion zur Eingangsspannung steht, welche über einen logarithmischen Verstärker 28 dem einen von zwei Eingängen einer Subtrahierschaltung 29 zugeführt wird. Die andere Ausgangsspannung vom Strömungsmesser 24 wird in der Detektor/Gleichrichterschaltung 30 in eine Ausgangsspannung, die in logarithmischer Funktion zur Eingangsspannung steht, umgewandelt und über einen logarithmischen Verstärker 31 dem anderen der beiden Eingänge der Subtrahierschaltung 29 zugeführt. Die Subtrahierschaltung 29 erzeugt damit eine Ausgangsspannung, die folgender Beziehung (2) genügt:

$$\begin{aligned}
 25 \quad & \text{Ausgangssignal der Subtrahierschaltung 29 (in db)} \\
 & = 20 \log \left(\frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}} \right) \\
 & - 20 \log \left(\frac{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}} \right) \\
 & + \left(\frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}} \right) \\
 30 \quad & = 20 \log \frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge} + \text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}
 \end{aligned}$$

35 Die Subtraktionsschaltung 29 bringt danach eine Ausgangsspannung hervor, die dem logarithmischen Wert des Verhältnisses von durch die Nase ausgeatmeter Strömungsmenge zu gesamter ausgeatmeter Strömungsmenge bei der Lautbildung entspricht. Wenn man das Ausgangssignal von der Subtraktionsschaltung 29 einer numerischen Anzeige-

1

~~10~~
9.

einrichtung 32 zuführt, kann der Nasalgrad in Zahlenwerten angezeigt werden. Wenn als Anzeigeeinrichtung 32 ein 5 Instrument mit Sichtanzeige verwendet wird, läßt sich der Ausgangswert bestimmen und zugleich sichtbar anzeigen.

Fig. 5 ist ein Zeitdiagramm des beschriebenen Ausführungsbeispiels. Die Kurve (a) zeigt das Ausgangssignal der Detektor/Gleichrichterschaltung 30, wenn ein Laut 10 [ana] ausgesprochen wird, Diagramm (b) zeigt die Ausgangswellenform des logarithmischen Verstärkers 28, und Kurve (d) zeigt die Ausgangswellenform der Subtrahierschaltung 29. Aus der Kurve (d) ist deutlich ersichtlich, daß bei der nasalen Lautbildung [nä] eine niedrige Amplitude vorliegt, während beim ersten Laut [a], der nicht 15 nasal ist, die Amplitude hoch ist. Man kann also die beiden Lautbereiche deutlich voneinander unterscheiden.

20 Wenn einfach gefordert wird, Nasallaute von solchen, die nicht nasal sind, zu unterscheiden, wenn also nicht gefordert wird, den Nasalgrad zu ermitteln, dann können die Ausgangswerte der beiden Luftströmungsmesser 24, 25 25 addiert und mit dem Ausgangswert des Strömungsmessers 25 verglichen werden, der nur die Luftströmungsmenge des Mundes wiedergibt, wodurch eine Abwandlungsform der oben beschriebenen Ausführungsform erhalten wird, so daß dann die Subtraktionsschaltung 29 ein Ausgangssignal gemäß 30 nachstehender Beziehung hervorbringt:

$$20 \log \frac{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge} + \text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}$$

35 Die Subtraktionsschaltung 29 erzeugt eine Ausgangssignalkurve, wie sie in Fig. 5(e) wiedergegeben ist. Hierbei erzeugt der nasale Laut eine hohe Amplitude, während ein

11
11.

1

Laut, der nicht nasal ist, eine geringe Amplitude hervorbringt. Auch mit diesem Verfahren können Unterscheidungen gemacht werden.

Bei dem erstbeschriebenen System wurde der Nasalgrad numerisch nach folgenden Beziehungen bestimmt:

10 durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge
 durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge +
 durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge

oder

15 durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge
 durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge +
 durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge.

Gemäß einem in Fig. 6 dargestellten zweiten Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der Nasalgrad numerisch nach folgender Beziehung bestimmt:

20 durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge
 durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge

oder

25 durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge
 durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge

Zu diesem Zweck wird das Spannungsausgangssignal des Luftströmungsmessers 24, der mit der Nasenmaske (nicht gezeigt) verbunden ist, dem einen von zwei Eingängen der Subtrahierschaltung 29 über die Detektor/Gleichrichterschaltung 30 und den logarithmischen Verstärker 31 zugeführt. Die Ausgangsspannung des Luftströmungsmessers 25, der mit der Mundmaske verbunden ist, wird auf den anderen Eingang der Subtrahierschaltung 29 über die Detektor/Gleichrichterschaltung 27 und den logarithmischen Verstärker 28 gegeben. Damit erzeugt die Sub-

1

trahierschaltung 29 ein Ausgangssignal nach folgender Beziehung (3):

5

Ausgangsgröße der Subtrahierschaltung 29 (in db)
= $20 \log \frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}$
- $20 \log \frac{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}$
= $20 \log \frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}$

10

Das von der Subtrahierschaltung 29 abgegebene Ausgangssignal ist somit der logarithmische Wert des Verhältnisses der während der Lautbildung durch den Mund und durch die Nase ausgeatmeten Luftmengen. Der Nasalgrad kann somit in Zahlenwerten bestimmt werden. Fig. 5(f) zeigt die Ausgangskurve der Subtrahierschaltung 29. Eine nasale Stimme erscheint positiv, eine nicht nasale negativ. Es versteht sich, daß es auch möglich ist, die Schaltungskomponenten anders anzurichten, so daß die Subtrahierschaltung 29 als Ausgangssignal folgendes abgibt:

$20 \log \frac{\text{durch den Mund ausgeatmete Luftströmungsmenge}}{\text{durch die Nase ausgeatmete Luftströmungsmenge}}$

25 Bei den Ausführungsformen nach den Fig. 4 und 6 kann es wünschenswert sein, die Analogausgangssignale der Luftströmungsmesser 24, 25 mit A/D-Wandlern in digitale Größen umzusetzen und diese dann mit Hilfe eines Rechners weiterzuverarbeiten.

30

Fig. 7 zeigt ein Schaltbild einer Einrichtung, in der Hitzdraht-Luftströmungsmesser verwendet werden, die sich für die Durchführung der Erfindung besonders eignen. Ein Luftströmungsmesser mit Hitzdraht 24a wird zum Erfassen der Luftströmungsmenge, die durch die Nase ausgeatmet wird, verwendet und ist zu dem Zweck mit der Nasenmaske 22 verbunden. Wenn ein Hitzdraht-Luftströmungsfühler

-13-
121

1

verwendet wird, wird durch die bei der Lautbildung über die Nasenhöhle ausgeatmete Luft der Widerstand des Hitzdrahtes verändert. Diese Änderung wird über einen Rückkopplungsverstärker 24b in eine Spannungsänderung umgesetzt. Aufgrund der durch die Luftströmung hervorgerufenen Widerstandsänderung beschreibt der Spannungsabfall am Hitzdraht 24a entsprechend der ausgeatmeten Luftströmungsmenge eine Kurve zweiten Grades, wie sie in der Fig. 8 dargestellt ist. Die Kurve a wird in eine Gerade interpoliert, wie sie durch b in Fig. 8 wiedergegeben ist, wozu eine nichtlineare Schaltung 24c verwendet wird, und wird dann über einen variablen Verstärker 24d verstärkt, mit dem der Verstärkungsgrad eingestellt wird, so daß eine gewünschte Spannung erzielt wird. Mit der Mundmaske 23 ist ein Hitzdraht-Luftströmungsmesser 25a verbunden. Wie der Luftströmungsmesser für die Nase ist er für den Mund mit einem Rückkopplungsverstärker 25a, einer nichtlinearen Schaltung 25c und einem variablen Verstärker 25d verbunden. Die Verstärkungsfaktoren der variablen Verstärker 24d und 25d sind so eingestellt, daß an den Ausgängen bei gleichen Luftströmungsmengen gleiche Spannungsänderungen auftreten.

25

Gemäß der vorstehend beschriebenen Erfindung werden ohne Leckverluste die durch die Nase und durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmengen unabhängig voneinander festgestellt. Es ist dadurch möglich, nur die Nasalsignale herauszuziehen und den Nasalgrad numerisch zu berechnen, wobei hohe Genauigkeit erreicht wird.

35

Die Fig. 9A, 9B und 9C geben verschiedene Ansichten einer kombinierten Nasen- und Gesichtsmaske 40 wieder, die für die leckströmungsfreie und unabhängige Aufnahme der Luftströmungsmengen durch Nase und Mund verwendet werden kann. Die Maske 40 besteht aus einem becherförmigen Be-

10.10.00

~~14~~

13

1

hältnis 41 aus Kunstharz, einer Gummiabdichtung 42 am Rande des Becherteils 41, die gegen das Gesicht der die 5 Maske 40 tragenden Person gedrückt wird, und einer Gummityrenplatte 43 innerhalb des Bechers 41. Die Platte 43 teilt den Becherinnenraum in zwei Luftsammelkammern 44 und 45, in die die Luft aus Nase und Mund voneinander unabhängig aufgenommen wird. Die Kammern 44 und 45 sind 10 mit Luftsammelöffnungen 46 und 47 versehen, über die die Luft zu den Sensoren, beispielsweise den Hitzdrahtsensoren, abgegeben wird, an denen die Luftströmungsmengen-Ausgangssignale erzeugt werden. Wird die Maske 40 auf das Gesicht einer zu prüfenden Person aufgesetzt, dann können 15 die durch Nase und Mund ausgeatmeten Luftströme unabhängig voneinander ohne Leckverluste gemessen werden.

20

25

30

35

· 14 ·

- Leerseite -

33 45067

Nummer:

33 45 067

Int. Cl. 3:

A 61 B 5/08

Anmeldetag:

13. Dezember 1983

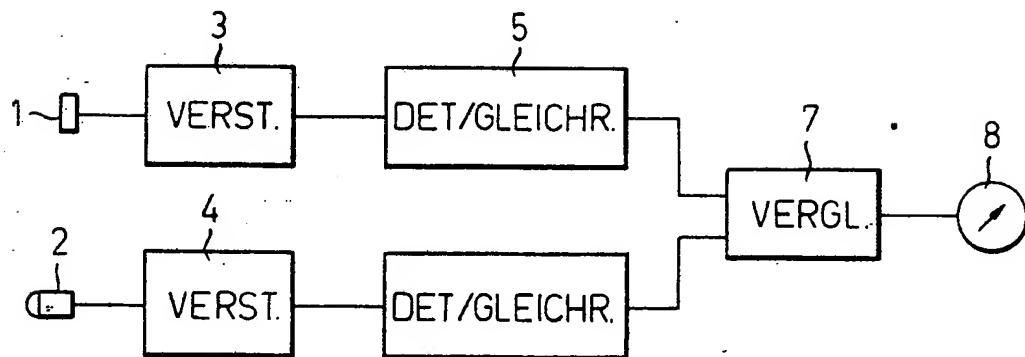
Offenlegungstag:

20. Juni 1984

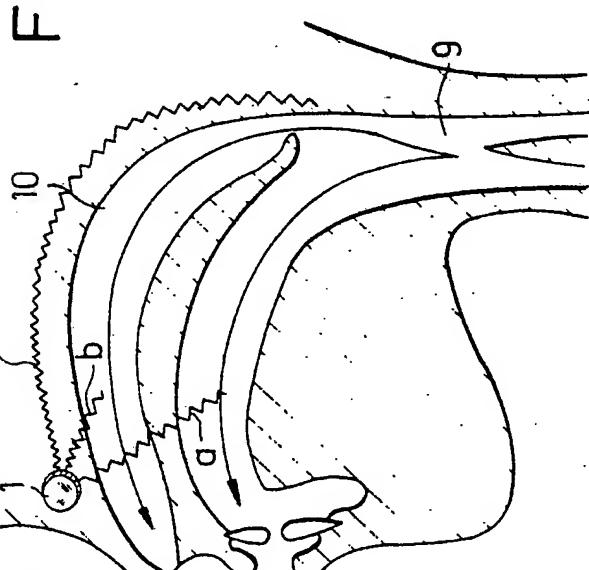
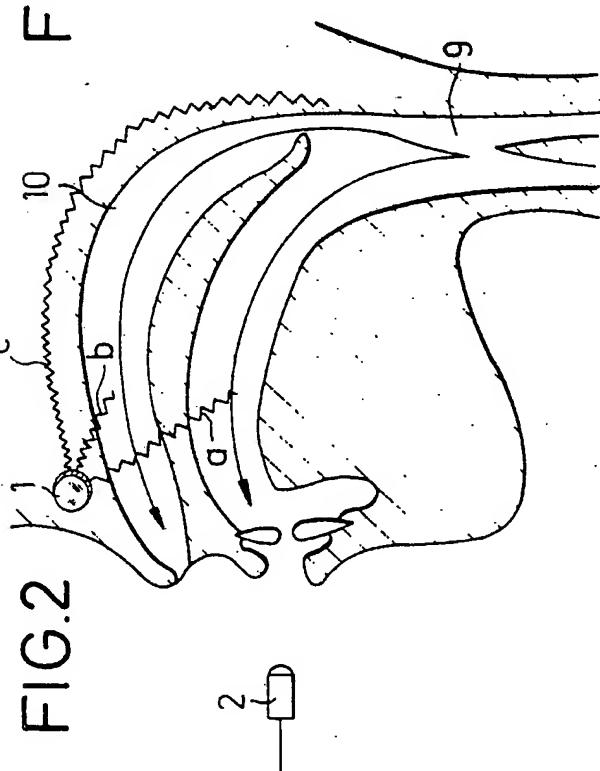
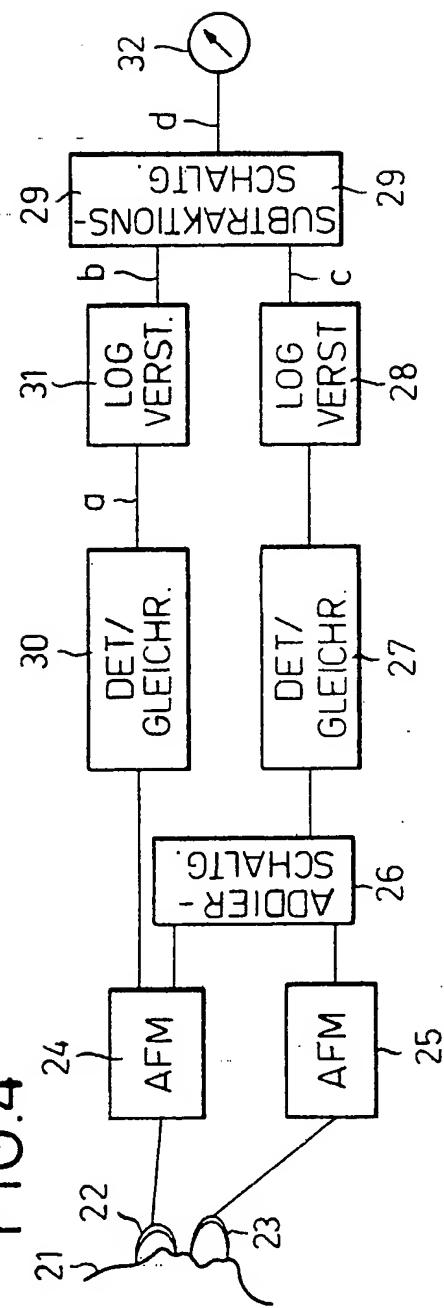
Nachgezählt

19.

FIG.1
STAND D. TECHNIK



15.

**FIG.4**

3345067

16. 04.01.89

NACHGERICHT

FIG. 5

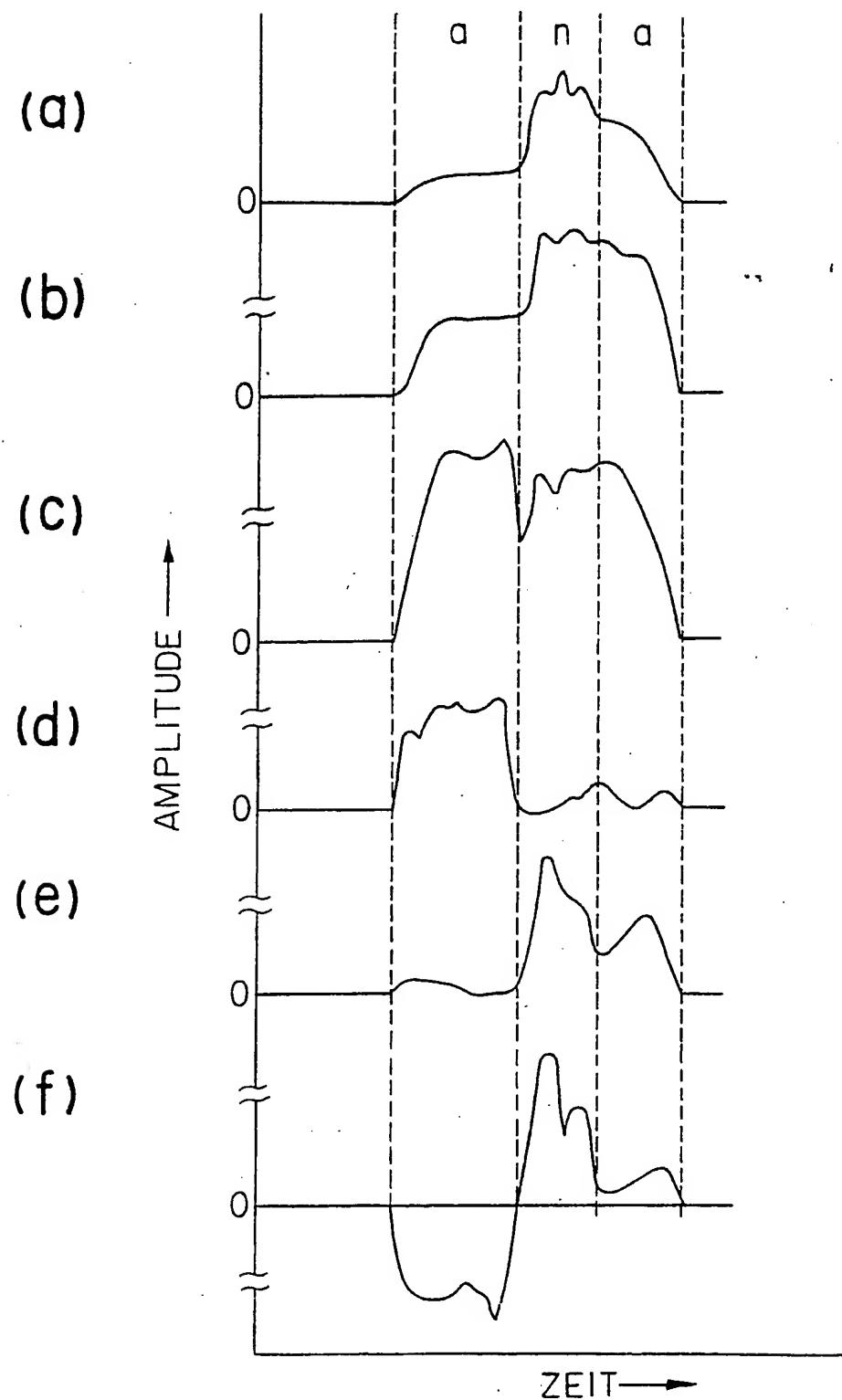


FIG.6

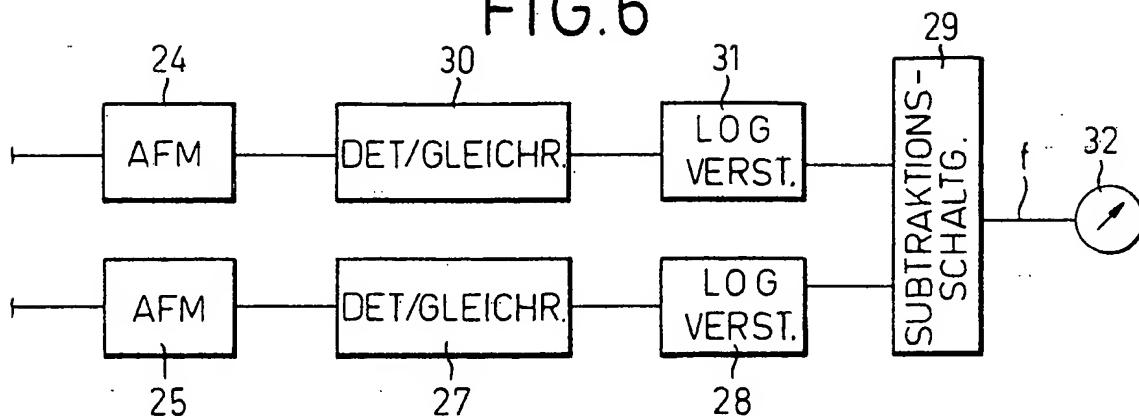


FIG.7

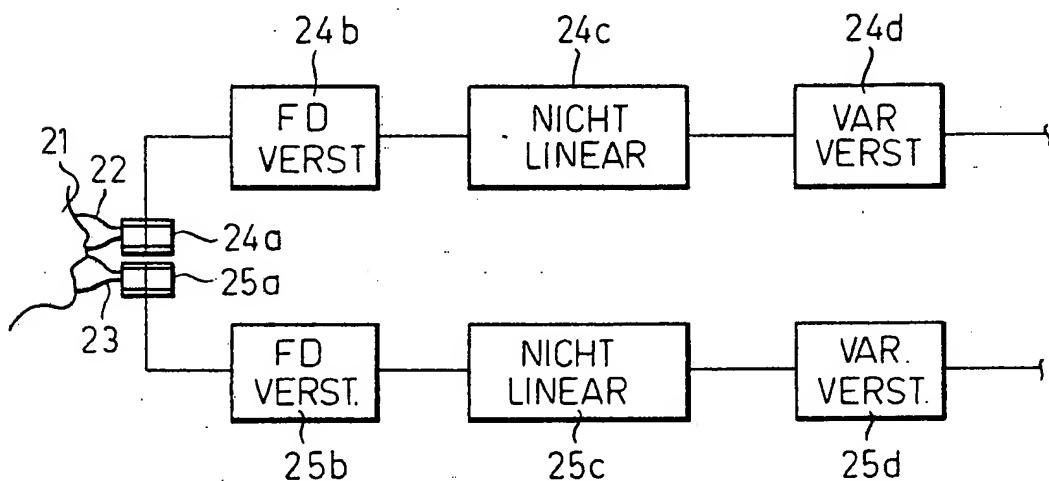


FIG.8

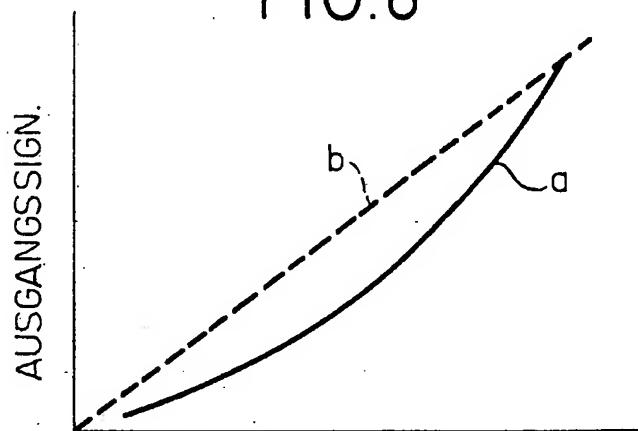


FIG. 9A

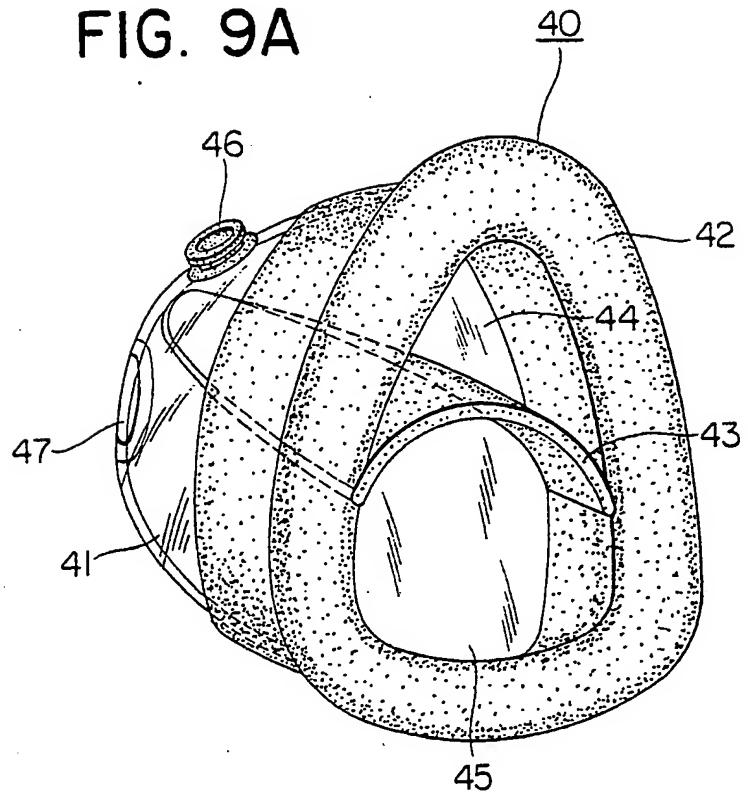


FIG. 9B

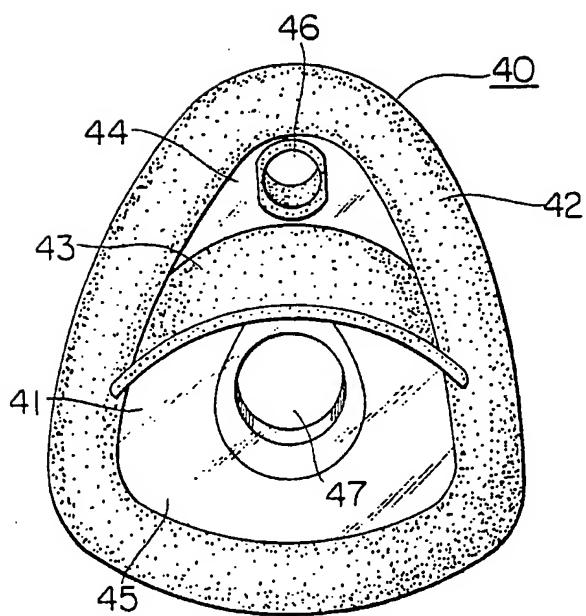
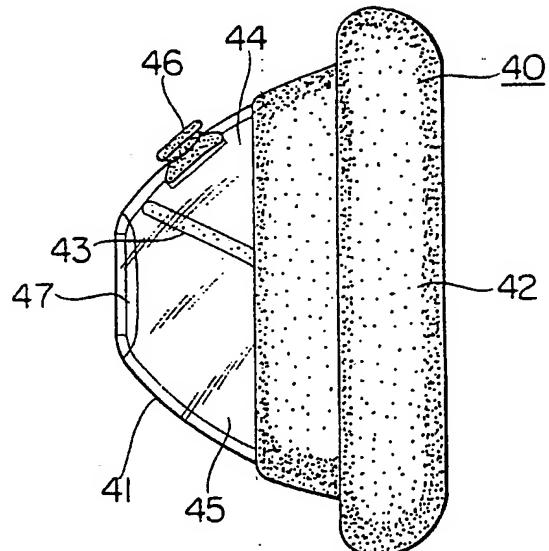


FIG. 9C



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

BLACK BORDERS

IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

FADED TEXT OR DRAWING

BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

SKEWED/SLANTED IMAGES

COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

GRAY SCALE DOCUMENTS

LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.